

Komorowa elektroda jedno- czy dwubiegunowa? — 8 lat doświadczeń ze stymulatorami VVI

Jerzy Krzysztof Wranicz, Michał Chudzik i Iwona Cygankiewicz

Klinika Kardiologii Instytutu Kardiologii Uniwersytetu Medycznego w Łodzi

Ventricular endocardial unipolar versus bipolar leads? — 8 years of experiences with VVI pacemakers

Background: *The cardiac pacemaker lead, the Achilles heel of pacing hardware, is a relatively fragile cable of insulated conductor wire implanted into the hostile environment of human body. The controversy about the ideal pacing lead polarity has continued unabated for many years with respect to which system: unipolar or bipolar is superior.*

Material and methods: *Retrospective analysis of Holter recordings in patients with implanted VVI pacemakers was performed. Group I consisted of 130 patients with VVI Biotronik pacemakers with unipolar leads — Biotronik TIR 60-UP, implanted in 1993–1995 while group II consisted of 130 patients with VVI pacemakers and bipolar leads (Biotronik TIR 60-BP) implanted in 1998–2000. In all these patients 24-hour Holter monitoring was performed 3–24 months after pacemaker implantation in order to evaluate over- and undersensing as well as stimulation disturbances.*

Results: *Oversensing events (myopotential inhibition) were the most frequently observed disturbances in the group I (18 patients). Undersensing episodes were the second common disturbances — noted in 6 patients. Finally, non-effective stimulation was observed in 4 patients with unipolar leads. In a group of patients with bipolar leads sensing disturbances occurred only in 2 patients: in 1 patients oversensing and another 1 — episode of undersensing.*

Conclusions: *Implantation of bipolar leads results in significantly decreased number of under- and oversensing episodes in patients with VVI pacemaker comparing to those with unipolar leads.*

Probably progress in endocardial lead's technology reduces the risk of failure to capture incidents in VVI patients. (Folia Cardiol. 2003; 10: 495–500)

unipolar and bipolar leads, VVI pacemaker disturbances, Holter monitoring

Wstęp

Elektrody endokawitarne do stymulacji stałej wciąż pozostają „piętą achillesową” współczesnych układów stymulujących. Mimo że jest to tylko prze-

wód elektryczny z izolacją umieszczony wewnątrz organizmu, jego funkcja jest znacznie bardziej złożona. W porównaniu z ogromnym postępem, jaki osiągnięto w konstrukcji stymulatorów, rozwój dotyczący technologii elektrod przebiega dużo wolniej [1].

Wciąż nie skonstruowano idealnej elektrody. Najważniejsze cechy współczesnej elektrody to: możliwość szybkiej, bezpiecznej i pewnej fiksacji oraz doskonałe parametry elektryczne [2]. Elektroda XXI wieku powinna być cienka, odporna na czynniki fizyko-chemiczne, z jednoczesnym doskonałym odbiera-

Adres do korespondencji: Dr med. Jerzy Krzysztof Wranicz
Klinika Kardiologii IK UM
ul. Sterlinga 1/3, 91–425 Łódź
Nadesłano: 29.07.2002 r. Przyjęto do druku: 30.06.2003 r.

nem sygnałów wewnątrzsercowych i niskim progiem stymulacji [2]. Jednym z parametrów, który od prawie 40 lat budzi kontrowersje, zarówno wśród konstruktorów, jak i lekarzy, jest polarność elektrody [3].

Elektroda unipolarna dzięki zastosowaniu jednego przewodu ma mniejszą średnicę niż elektroda bipolarna, która zawiera dwa przewody. Dodatkowe zalety wynikające z budowy elektrody jednobiegunowej to duża giętkość, łatwość manewrowania oraz niższy próg stymulacji. Niestety, ten rodzaj budowy sprawia, że systemy stymulacji VVI z elektrodą jednobiegunową są bardziej narażone na oddziaływanie zewnętrznego pola elektromagnetycznego. Ponadto zdecydowanie częściej stwierdza się zaburzenia sterowania (*oversensing* lub *undersensing*). Natomiast w stymulatorach dwujamowych obserwuje się zjawisko wyczuwania dalekiego pola (*far field sensing*) lub sterowania skrzyżowanego — przesłuch (*cross-talk*). Czasami zjawiska te wywołują groźne dla życia zaburzenia pracy układu stymulującego [3].

Powyższe ograniczenia w znacznie mniejszym stopniu dotyczą układów wykorzystujących elektrody dwubiegunowe. Zastosowanie elektrod bipolarnych całkowicie wyeliminowało hamowanie potencjałami mięśni szkieletowych, często obecne w systemach unipolarnych [4]. Większa średnica tych elektrod i nieco mniejsza elastyczność ułatwia uszkodzenia mechaniczne. Według Hayesa istotnym czynnikiem sprzyjającym takim uszkodzeniom nie jest typ elektrody, ale rodzaj zastosowanej izolacji [5]. Dodatkową wadą elektrod bipolarnych jest bardzo złożona procedura jej naprawy w przypadku mechanicznego uszkodzenia, która wymaga założenia specjalnego łącznika [5].

W ciągu ostatnich lat osiągnięto ogromny postęp dotyczący implantowanych elektrod endokawitarnych, co skłoniło autorów niniejszej pracy do porównania doświadczeń z pierwszej połowy lat 90. z obecnymi.

Celem niniejszej pracy było porównanie dwóch rodzajów elektrod jedno- i dwubiegunowych u pacjentów z implantowanymi stymulatorami VVI na podstawie retrospektywnej analizy 24-godzinnych rejestracji EKG metodą Holtera.

Material i metody

Dokonano retrospektywnej analizy zapisów holterowskich u pacjentów z implantowanym jednojamowym komorowym stymulatorem serca (VVI). Badanie przeprowadzono w dwóch grupach pacjentów podzielonych według rodzaju implantowanej elektrody (elektrody jedno- i dwubiegunowe).

Grupę I (UP) stanowiło 130 pacjentów z implantowanymi stymulatorami komorowymi Biotronik (Neos 02 UP, Leptos) z unipolarnymi elektrodami

— Biotronik TIR 60-UP, wszczepionymi w latach 1993–1995. Grupa II (BP) obejmowała 130 pacjentów z implantowanymi stymulatorami serca Biotronik Actros S i Kairos S (stymulator VVI, zaprogramowany w konfiguracji: stymulacja unipolarna, wyczuwanie bipolarne — 2,5 mV) z elektrodami bipolarnymi — Biotronik TIR 60-BP, wszczepionymi w latach 1998–2000. W obu grupach zastosowano elektrody o pasywnej fiksacji.

W grupie I najczęstszym wskazaniem do implantacji stymulatora VVI były zaburzenia przewodzenia przedsionkowo-komorowego, a w grupie II — utrwalone migotanie przedsionków z objawowymi pauzami w pracy serca powyżej 3 s w ciągu dnia lub powyżej 4 s w godzinach nocnych. W latach 1993–1995 (grupa I) 3-krotnie częściej implantowano stymulatory VVI u pacjentów z chorobą węzła zatokowego w porównaniu z latami 1998–2000.

Obie grupy nie różniły się pod względem średniego wieku oraz czasu od implantacji stymulatora do wykonania badania holterowskiego. W tabeli 1 zamieszczono dokładną charakterystykę badanych grup.

Badanie holterowskie wykonano, używając rejestratorów MR-45-3 z opcją rozrusznikową, za pomocą systemu Oxford Medilog® Excel 2. Nośnikiem zapisu była kasetka TDK AD 60.

W rejestracjach holterowskich korzystano z typowych odprowadzeń CS-2, CM-5, IS, a analizę zapisu przeprowadzano w sposób automatyczny oraz ręczny, analizując wybrane fragmenty zapisów EKG. Oceniano dobowy rytm serca, zaburzenia wyczuwania pod postacią „nadwyczuwania” (*oversensing*) i „niedowyczuwania” (*undersensing*) oraz zaburzenia stymulacji.

U wszystkich pacjentów wykonano badanie EKG metodą Holtera w okresie 3–24 miesięcy (średnio 17,1 miesiąca) po implantacji układu stymulującego serca w celu oceny zaburzeń wyczuwania i stymulacji.

Analiza statystyczna

Po sprawdzeniu testem za pomocą W Shapiro-Wilka, czy badana zmienna ma rozkład normalny dokonano analizy statystycznej. Do porównania średnich użyto testu t-Studenta. Za poziom istotności przyjęto 0,05.

Wyniki

U chorych w grupie I (z elektrodami unipolarnymi) najczęściej obserwowano incydenty *oversensing* — hamowania potencjałami mięśni szkieletowych. Rejestracje holterowskie ujawniły paazy w pracy serca 1150–2600 ms.

Tabela 1. Charakterystyka kliniczna badanych grup**Table 1.** Clinical characteristics of studied groups

	Grupa I (UP) 1993–1995	Grupa II (BP) 1998–2000	p
Płeć (kobiety/mężczyźni)	82 (63%)/48 (37%)	74 (57%)/56 (43%)	
Wiek [lata]	68,5 ± 7,3	70,5 ± 7,3	NS
Czas od implantacji [miesiące]	17,5 ± 6,1	16,8 ± 5,8	NS
Wskazania do implantacji:			
blok przedsionkowo-komorowy III°	55%	23%	< 0,05
zespół bradykardia-tachykardia	20%	7%	< 0,05
utrwalone migotanie przedsionków z objawowymi pauzami w pracy serca	20%	60%	< 0,05
inne	5%	10%	< 0,05

grupa I (UP, *unipolar leads*) — pacjenci z elektrodami unipolarnymi, grupa II (BP, *bipolar leads*) — pacjenci z elektrodami bipolarnymi

U 7 osób z grupy I odnotowano także poronne lub pełne zespoły Morgagniego-Adamsa-Stokesa (MAS). Kolejnym zaburzeniem były epizody *undersensing* zaobserwowane u 6 pacjentów. Nie towarzyszyły im żadne objawy kliniczne. Zaburzenia stymulacji (brak efektywnej stymulacji) wystąpiły u 4 osób. Dodatkowo u tych chorych stwierdzono 1200–3800-milisekundowe pauzy. U 1 pacjenta miały charakter objawowy (poronny zespół MAS). Łącznie zaburzenia w pracy stymulatora zaobserwowano aż u 28 chorych (21,5%) z grupy I. Tylko u 2 pacjentów z grupy II ujawniono w zapisie Holtera nieprawidłowości w funkcjonowaniu układu stymulującego. Były to epizody *undersensing* u 1 pacjenta i *oversensing* także u 1 pacjenta, z pauzą trwającą 1120 ms. Nie odnotowano innych objawów klinicznych. U żadnego z badanych z grupy II nie stwierdzono zaburzeń stymulacji. Dokładne wyniki przedstawiono w tabeli 2.

Dyskusja

Ostatnio badanie EKG metodą Holtera stało się bardzo skutecznym sposobem diagnozowania pa-

cjentów z implantowanym stymulatorem serca [6–11]. Pozwala ono wykryć zarówno zaburzenia wyczuwania, stymulacji, jak i epizody arytmii występujące u pacjentów w czasie codziennej aktywności życiowej [12–15].

Pierwsze doniesienia o zastosowaniu badania Holtera w wykrywaniu zaburzeń pracy stymulatora pochodzą z 1971 roku — ich autorem jest Iven-gar [6]. W 1973 r. Mymin opisał hamowanie potencjalami mięśni szkieletowych u pacjentów z elektrodami jednobiegunowymi i stymulatorami komorowymi w czasie rejestracji EKG metodą Holtera [17]. Natomiast Bleifer w 1974 roku w czasie wykonywania EKG metodą Holtera u asymptomaticznych pacjentów zanotował aż u 18% badanych zaburzenia w pracy stymulatora serca [18]. Zalecał on wszystkim pacjentom z nowo implantowanym układem stymulującym wykonanie po zabiegu badania holterowskiego. Powyższe obserwacje dotyczyły osób ze stymulatorami jednojamowymi komorowymi (VVI) i elektrodami jednobiegunowymi.

Niniejsze badania wykazały istotnie niższy odsetek zaburzeń w pracy stymulatora serca z elektrodami bipolarnymi. Zjawisko *oversensing* (hamowanie po-

Tabela 2. Zaburzenia wyczuwania i stymulacji stwierdzone w badaniu holterowskim w grupach I i II**Table 2.** Sensing and pacing episodes in Holter monitoring — comparison between group I and II

	<i>Undersensing</i>	<i>Oversensing</i>	Zaburzenia stymulacji	Zaburzenia pracy stymulatora (ogółem)
Grupa I UP (n = 130)	6 (4,6%)	18 (13,8%)	4 (3%)	28 (21,5%)
Grupa II BP (n = 130)	1 (0,8%)	1 (0,8%)	0 (0%)	2 (1,5%)
p	< 0,05	< 0,05	< 0,05	< 0,05

Grupa I (UP, *unipolar leads*) — pacjenci z elektrodami unipolarnymi, Grupa II (BP, *bipolar leads*) — pacjenci z elektrodami bipolarnymi

tencjami mięśni szkieletowych) stwierdzono istotnie częściej u pacjentów z elektrodami unipolarnymi z grupy I (18 osób) niż u pacjentów z grupy II (1 chory).

Zjawisko to może wywołać poważne zaburzenia kliniczne — nawet utratę przytomności. Jedyny epizod hamowania miopotencjalami obserwowany w grupie II (z elektrodami bipolarnymi) trwał jedynie 1120 ms. Nie można wykluczyć, że jego powodem było działanie zewnętrznych pól elektromagnetycznych.

Zjawisko *undersensing* obserwowano 6 razy częściej w grupie I niż w grupie II. Różnice te mogą być zaskakujące, uwzględniając fakt, że — zgodnie z obserwacjami Furmana [19] — polaryzacja elektrody nie powinna wpływać na amplitudę potencjału komorowego. Wytlumaczeniem tego zjawiska może być to, że obecnie w czasie implantacji elektrody endokawitarnej dokonuje się pomiarów amplitudy potencjału komorowego w celu uzyskania optymalnych parametrów. U 4 pacjentów z grupy I przyczyną zaburzeń wyczuwania o typie *undersensing*, którym klinicznie towarzyszyła stymulacja mięśnia piersiowego, było uszkodzenie izolacji elektrody unipolarnej, potwierdzone w czasie rewizji chirurgicznej.

Przemijające zaburzenia stymulacji stwierdzono u 4 pacjentów z grupy I. U 2 chorych był to efekt pęknięcia elektrody wymagający interwencji chirurgicznej — naprawy przez założenie łącznika. U pozostałych 2 osób stwierdzono okresowy brak stymulacji przy standardowych wartościach amplitudy i szerokości impulsu stymulującego. Zwiększenie amplitudy impulsu do wartości maksymalnych zapewniło skuteczną stymulację, ale prowadziło jednocześnie do stymulacji mięśnia piersiowego. Gdy po wykonaniu badania RTG nie stwierdzono cech uszkodzenia elektrody lub jej dyslokacji, u obu chorych przeprowadzono rewizję chirurgiczną. W trakcie zabiegu potwierdzono wysoki próg stymulacji (odpowiednio: 4,5 V i 5 V) — implantowano nowe elektrody, uzyskując prawidłowe parametry stymulacji.

Ósrodek autorów niniejszej pracy w latach 1993–1995 nie dysponował programatorem umożliwiającym ujawnienie nadmiernego narastania progów stymulacji — jego wcześniejsze wykrycie, być może pozwoliłoby na zastosowanie steroidowych leków przeciwzapalnych lub repozycję elektrody, bez narażania pacjenta na zabieg implantacji drugiej elektrody.

Porównanie doświadczeń z lat 1993–1995 i 1998–2000 wskazuje na istotną różnicę w liczbie i jakości zaburzeń pracy układów stymulujących, ujawnionych w badaniach holterowskich.

Istotne obniżenie liczby zaburzeń występujących u pacjentów z implantowanymi stymulatorami w latach 1998–2000 z zastosowaniem elektrod dwubiegunowych może wiązać się ze zmianą stosowanej dotychczas biegunowości z unipolarnej na bipolarną oraz z postępem technologicznym, jaki osiągnięto w produkcji elektrod endokawitarnych. Istotna jest również technika implantacji elektrody poprzez nakłucie żyły podoobojczykowej (unika się podwiązywania elektrody na preparowanej żyły). Powyższa technika wiąże się z ryzykiem *crush syndrome*. To zjawisko może prowadzić w przyszłości do większej liczby incydentów zaburzeń sterowania. Należy podkreślić, że obserwacje dotyczyły zaledwie 2-letniego okresu od implantacji, być może wydłużenie okresu obserwacji ujawniłoby wspomniane powyżej zaburzenia sterowania będące następstwem *crush syndrome* [19–22]. Obecne elektrody zapewniają łatwiejszą fiksację oraz umożliwiają uzyskanie niższych progów stymulacji [2, 23–27].

Ostatnie lata przyniosły także postęp w technologii stymulatorów, umożliwiając szeroki zakres zmian ich parametrów. Nowoczesne stymulatory, w pełni programowalne, z funkcją telemetryczną pozwalają na sprawdzenie ich parametrów tuż po implantacji, jak również podczas dalszej obserwacji [28]. Dodatkowym czynnikiem zmniejszającym liczbę stwierdzanych zaburzeń funkcjonowania układów stymulujących jest dokładna ocena śródoperacyjna oraz wczesna kontrola po implantacji w warunkach szpitalnych przy użyciu programatorów.

Wnioski

Zastosowanie elektrod dwubiegunowych w istotny sposób zmniejszyło liczbę zaburzeń sterowania zarówno o typie *under-*, jak i *oversensing* u pacjentów z implantowanymi stymulatorami VVI.

Prawdopodobnie postęp technologiczny w produkcji elektrod wewnątrzsercowych przyczynia się do redukcji ryzyka incydentów zaburzeń stymulacji u pacjentów ze stymulatorami VVI.

Streszczenie

Komorowa elektroda jedno- czy dwubiegunowa?

Wstęp: *Elektrody endokawitarne wciąż pozostają „piętą achillesową” współczesnych układów do stałej stymulacji serca. W porównaniu z ogromnym postępem, jaki osiągnięto w konstrukcji*

stymulatorów, rozwój w technologii elektrod przebiega dużo wolniej. Jednym z parametrów, który budzi kontrowersje od prawie 40 lat jest polarność elektrody.

Materiał i metody: *Dokonano retrospektywnej analizy zapisów holterowskich u 260 pacjentów z implantowanym jednojamowym komorowym stymulatorem serca (VVI). Grupa I (UP) — 130 pacjentów z implantowanymi stymulatorami VVI z unipolarnymi elektrodami — Biotronik TIR 60-UP, wszczepionymi w latach 1993–1995. Grupa II (BP) — 130 pacjentów z implantowanymi stymulatorami serca VVI z elektrodami bipolarnymi — Biotronik TIR 60-BP, wszczepionymi w latach 1998–2000.*

Oceniano zaburzenia wyczuwania oraz zaburzenia stymulacji. U wszystkich pacjentów wykonano badanie holterowskie w okresie 3–24 miesięcy, średnio 17,1 miesiąca po implantacji.

Wyniki: *W grupie I (pacjenci z elektrodami unipolarnymi) — najczęściej obserwowanym zaburzeniem były incydenty oversensing — hamowania miopotencjalami (18 pacjentów). Kolejne zaburzenie to epizody undersensing — zaobserwowane u 6 pacjentów. Zaburzenia stymulacji wystąpiły u 4 chorych. Tylko u 2 osób z grupy II ujawniono nieprawidłowości w funkcjonowaniu układu stymulującego. Były to epizody undersensing u 1 pacjenta i oversensing u 1 chorego. U żadnej osoby z grupy II nie stwierdzono zaburzeń stymulacji.*

Wnioski: *Zastosowanie elektrod dwubiegunowych w istotny sposób zmniejszyło liczbę zaburzeń sterowania zarówno o typie under-, jak i oversensing u pacjentów z implantowanymi stymulatorami VVI. Wydaje się, że postęp w technologii produkcji elektrod wewnątrzsercowych przyczynia się do redukcji ryzyka incydentów zaburzeń stymulacji u pacjentów ze stymulatorami VVI. (Folia Cardiol. 2003; 10: 495–500)*

elektrody endokawitarne jedno- i dwubiegunowe, zaburzenia pracy stymulatora, monitorowanie metodą Holtera

Piśmiennictwo

1. Mond H.G. Pacing leads for the new millennium. W: Ovsyshcher I.E. red. Cardiac arrhythmias and device therapy: results and perspectives for the new century. Futura Publishing Co., Armonk 2000; 44: 357–364.
2. Lazarus A., Mugica J. Advances in lead technology. W: Barold S.S. red. Recent advances in cardiac pacing. Futura Publishing Co., Armonk 1998; 16: 337–356.
3. Igidbashian D., Scalise T., Igidbashian S. Unipolar leads: advantages and limits. Med. J. Pacing Electrophysiol. 1999; 4: 251–254.
4. Wranicz J.K., Chudzik M., Cygankiewicz I. Wartość 24-godzinnego monitorowania EKG metodą Holtera w rutynowej kontroli asymptomatycznych pacjentów z wszczepionymi stymulatorami VVI. Folia Cardiol. 2001; 8 (supl.): A31–A34.
5. Hayes D.L., Lloyd M.A., Friedman A.P. Cardiac pacing and defibrillation — a clinical approach. Futura Publishing Co 2000; 1: 15–16.
6. Ivengar R., Castellanos A., Spence M. Continuous monitoring of ambulatory patients with coronary disease. Prog. Cardiovasc. 1971; 13: 392–404.
7. Oka Y., Ito T., Sada T. i wsp. Ambulatory electrocardiograms obtained by Holter monitoring system in patients with permanent demand pacemakers. Jpn. Heart J. 1985; 26: 23–32.
8. Kaul U.A., Balachander J., Khalilullah M. Ambulatory monitoring in patients with implanted pacemakers. Indian Heart J. 1984; 36: 23–26.
9. Pavlovic S.U., Kocovic D., Djordjevic M., Belkic K., Kaostic D., Velimirovic D. The etiology of syncope in pacemaker patients. PACE 1991; 4: 2086–2091.
10. Djordjevic M., Jelitz V., Velimirovic D. The usefulness of Holter monitoring in pacemaker patients. PACE 1985; 8: A23 (streszczenie).
11. Wranicz J.K., Strzondala M., Zrobek J., Ruta J., Krekora J., Maciejewski M. 24-hours ECG Holter monitoring — detection of asymptomatic stimulation disturbances in patients with artificial pacemakers. Med. Sci. 1999; 5: 262–264.
12. Watson W.S. Myopotential sensing in cardiac pacemakers. W: Barold S.S. red. Modern cardiac pacing. Futura Publishing Company, Inc., Mount Kisco 1985; 813–837.
13. Gaita F., Asteggiano R., Bocchiardo M. i wsp. Holter monitoring and provocative maneuvers in assessment of unipolar demand pacemaker myopotential inhibition. Am. Heart J. 1984; 107: 925–928.

14. Bianconi L., Ambrosini M., Serdos R. i wsp. Syncope in pacemaker patients: diagnostic value of dynamic electrocardiography. W: Steinbach K. red. Cardiac pacing (Proceedings of the VIII World Symposium on Cardiac Pacing). Steinkopff Verlag, Darmstadt 1983; 567–575.
16. Fetter J., Bobeldyk G.L., Engman F.J. The clinical incidence and significance of myopotential sensing with unipolar pacemakers. PACE 1984; 7: 871–881.
17. Mymin D., Cuddy T.E., Sinha S.D., Winter D.A. Inhibition of demand pacemakers by skeletal muscle potentials. JAMA 1973; 223: 527–529.
18. Bleifer S.B. Diagnostic of occult arrhythmias by Holter electrocardiography. Prog. Cardiovasc. Dis. 1974; 16: 569–599.
19. Furman S. A practice of cardiac pacing. Futura Publishing Co., Armonk 1995; 2: 35–51.
20. Fyile F.E. Infraclavicular lead failure: tarnish on a golden route. PACE 1993; 16: 445–446.
21. Magey J.E., Flynn D.M., Parsons J.A. Anatomical mechanisms explaining damage to pacemaker leads, defibrillator leads and failure of central venous catheters adjacent to the sternoclavicular joint. PACE 1994; 15: 442–445.
22. Alt E., Volker R., Blomer H. Lead fracture in pacemaker patients. Thorac. Cardiovasc. Surg. 1987; 35: 101–104.
23. Stokes K., McVenes R. Pacing lead fracture, a previously unknown complication of subclavian stick. PACE 1988; 11 (cz. II): 855 (streszczenie).
24. Candinas R., Duru F., Bauersfeld U., Schonbeck M., Schuller H. Principles and benefits of autocapture. W: Santini M. red. Progress in clinical pacing. Futura Publishing Co., Armonk 1998; 52: 333–339.
25. Hubmann M., Hardt R., Bolz A. Pacing and sensing performance of leads with fractally structured tips. W: Aubert A.E. red. Proceedings „Euro-Pace 93”. Monduzzi Editore, Bologna 1993; 419–423.
26. Menezes A., Melo C., Oliveira L.A. Fractal technology: increased lead impedance without reduction in electrochemical active area. Europace 2000; 1: D76 (streszczenie).
27. Israel C., Ossowski A., Neubauer H., Gronefeld G. Comparison of three different strategies of electrode surface treatment: fractal coating, steroid membrane, steroid elution. Europace 2000; 1: D76 (streszczenie).
28. Pioger G. Low surface electrode: comparison between bipolar ventricular steroid versus non-steroid leads. PACE 1999; 22: A150 (streszczenie).
29. Markowitz T.H. Advances in telemetry. W: Barold S.S. red. Recent advances in cardiac pacing. Futura Publishing Co., Armonk 1998; 18: 375–394.